

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-318841

(43)Date of publication of application : 24.11.1999

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245

A61B 5/022

(21)Application number : 10-099477

(71)Applicant : NIPPON COLIN CO LTD

(22)Date of filing : 10.04.1998

(72)Inventor : MASUDA HIROYUKI
YOKOZEKI AKIHIRO
INUKAI HIDEKATSU
MIWA YOSHIHISA

(30)Priority

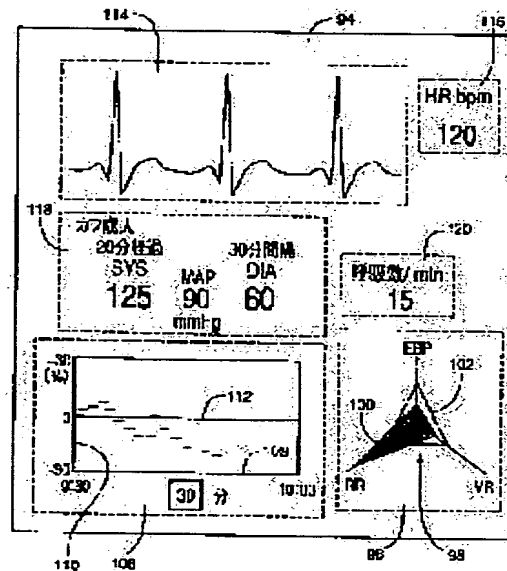
Priority number : 10 56830 Priority date : 09.03.1998 Priority country : JP

(54) BLOOD PRESSURE MONITORING DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To recognize how much the blood pressure related information has varied since the last measuring of blood pressure in a blood pressure monitoring device monitoring the variation of the blood pressure value of an organism based on the blood pressure related information varying in connection with the variation of the blood pressure value of the organism.

SOLUTION: In a radar chart 98 showing a reference line 102 meaning an estimated blood pressure value EBP, a cardiac period PR and a pulse wave area VR at the last time of measuring blood pressure by a cuff at the blood pressure related information displaying place 96 of a displaying screen 94, an estimated blood pressure value EBP, a cardiac period PR and a pulse wave area VR successively calculated after the last measuring of blood pressure by the cuff are converted to a varying ratio with respect to a value at the last time of measuring blood pressure by the cuff and displayed. Consequently, it is possible to recognize how much the value EBP, the period PR and the area VR obtained successively has varied since the last measuring time of blood pressure.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-318841

(43) 公開日 平成11年(1999)11月24日

(51) Int.Cl.⁸

A 6 1 B 5/0245
5/022

識別記号

F I

A 6 1 B 5/02

3 1 0 J

3 3 3 B

3 3 7 E

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願平10-99477

(22) 出願日 平成10年(1998)4月10日

(31) 優先権主張番号 特願平10-56830

(32) 優先日 平10(1998)3月9日

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72) 発明者 益田 博之

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社社内

(72) 発明者 横関 明弘

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社社内

(72) 発明者 犬飼 英克

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式会社社内

(74) 代理人 弁理士 池田 治幸 (外2名)

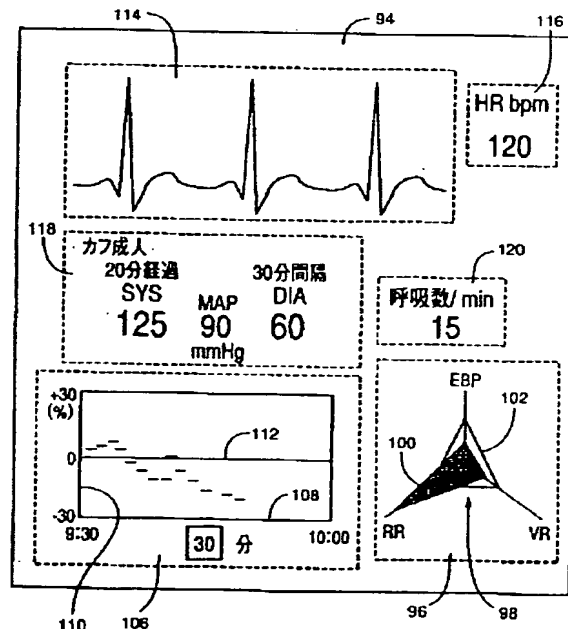
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧監視装置

(57) 【要約】

【課題】 生体の血圧値の変動に関連して変動する血圧関連情報に基づいて生体の血圧値の変動を監視する血圧監視装置において、その血圧関連情報が前回の血圧測定時からどれだけ変動しているかを認識できるようにする。

【解決手段】 表示画面94の血圧関連情報表示場所96の、前回のカフ10による血圧測定時の推定血圧値E B P、心拍周期R Rおよび脈波面積V Rを意味する基準線102が示されているレーダーチャート98に、前回のカフ10による血圧測定が行われた以後に逐次算出される推定血圧値E B P、心拍周期R Rおよび脈波面積V Rが前回のカフ10による血圧測定時の値に対する変化率に換算されて表示されるので、逐次算出される推定血圧値E B P、心拍周期R Rおよび脈波面積V Rが前回の血圧測定時からどれだけ変動しているかを認識できる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体の一部への圧迫圧力を変化させるカフを用いて該生体の血圧値を測定する血圧測定手段と、該生体の血圧値の変動に関連して変動する該生体の血圧関連情報を逐次決定する血圧関連情報決定手段と、該血圧関連情報が前記血圧測定手段による前回の血圧測定時から所定以上変動したことに基づいて前記血圧測定手段による血圧測定を起動させる血圧測定起動手段とを備えて生体の血圧値を監視する血圧監視装置であって、前記血圧関連情報をグラフ表示するための表示器と、

前記血圧測定手段による血圧測定が行われたときの前記血圧関連情報と、前記血圧測定手段による血圧測定が行われた以後において前記血圧関連情報決定手段により逐次決定される前記血圧関連情報とを、対比可能に前記表示器に設けられたグラフに表示させる血圧関連情報表示手段とを、含むことを特徴とする血圧監視装置。

【請求項 2】 生体の一部への圧迫圧力を変化させるカフを用いて該生体の血圧値を測定する血圧測定手段と、該生体の血圧値の変動に関連して変動する該生体の血圧関連情報を逐次決定する血圧関連情報決定手段と、該血圧関連情報が前記血圧測定手段による前回の血圧測定時から所定以上変動したことに基づいて前記血圧測定手段による血圧測定を起動させる血圧測定起動手段とを備えて生体の血圧値を監視する血圧監視装置であって、前記血圧関連情報をグラフ表示するための表示器と、前記血圧測定手段による血圧測定が行われたときの前記血圧関連情報と、前記血圧測定手段による血圧測定が行われた以後において、逐次算出される前記血圧関連情報のうち、前記血圧測定手段による血圧測定時の前記血圧関連情報との差が最大となる血圧関連情報とを、対比可能に前記表示器に設けられたグラフに表示させる最大変動値表示手段とを、含むことを特徴とする血圧監視装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体の血圧値の変動に関連して変動する、動脈内を伝播する脈波の脈波伝播速度情報、心拍情報および末梢部の脈波の面積等の血圧関連情報に基づいて、生体の血圧値の変動を監視する血圧監視装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】生体の動脈内を伝播する脈波の脈波伝播速度情報として、所定の 2 部位間の伝播時間 DT や伝播速度 V_w (m/s) などが知られており、このような脈波伝播速度情報は、所定の範囲内では生体の血圧値 BP (mmHg) と略比例関係を有することが知られている。そこで、予め測定される生体の血圧値 BP と脈波伝播速度情報から、たとえば $BP = \alpha (DT) + \beta$ (但し α は負の値)、或いは $BP = \alpha (V_w) + \beta$ (但し α は正の値) で表されるような関係式における係数 α 及び β を

予め決定し、その関係式から、逐次検出される脈波伝播速度情報に基づいて、推定血圧値 EBP を求めて生体の血圧値を監視し、その推定血圧値 EBP が前回の血圧測定時から所定以上変動したことに基づいてカフによる血圧測定を起動させる血圧監視装置が提案されている。

【0003】また、血圧は心拍出量 (l/min) と末梢血管抵抗によって調節されている。すなわち、心拍出量の増加により血圧値が増加し、心拍出量の減少により血圧値が低下し、末梢血管抵抗の増加すなわち末梢血管の収縮により血圧値が増加し、末梢血管抵抗の減少 (末梢血管の拡張) により血圧値が低下する。上記心拍出量は心拍の一回拍出量と心拍数との積により決定するので、生体の心拍情報すなわち心拍数、心拍周期、脈拍数および脈拍周期は血圧の変動に関連して変動する。また、上記末梢血管抵抗が増加して末梢血管が収縮すると末梢部の脈波面積が減少するなど、末梢部の脈波面積は末梢血管抵抗の変動を反映するので、末梢部の脈波面積も血圧の変動に関連して変動する。この現象を利用して、上記心拍情報や脈波面積が前回の血圧測定時から所定以上変動したことに基づいてカフによる血圧測定を起動させる血圧監視装置も提案されている。たとえば、本出願人が先に出版して公開された特開平 10-43147 号公報に記載された血圧監視装置がそれである。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】これら従来の血圧監視装置では、前記血圧関連情報は表示されなかったり、表示されとしても逐次算出される現時点の前記血圧関連情報のみが表示器に表示されていたので、その表示画面から、患者の容態が血圧測定が起動されるほどではないがそれに近い状態であるのか、前回の血圧測定時からあまり変化していないのかを判断することは困難であった。また、上記のように逐次算出される現時点の前記血圧関連情報のみが表示される従来の血圧監視装置では、血圧測定の判断基準値の設定を前回の血圧測定時に対してどの程度にすれば適切であるかを判断することが困難な場合も生じていた。

【0005】さらに、前記生体の血圧値と脈波伝播速度情報との関係は、心筋の状態などの中枢側の事情や、末梢血管硬さや血流抵抗などの末梢側の事情の影響を受けて変化するため、中枢側の情報として心拍情報を用い、末梢側の情報として末梢部の脈波面積を用い、脈波伝播測定情報 (またはその脈波伝播情報に基づいて算出される推定血圧値) が前回の血圧測定時から所定以上変動したと判断し、且つ上記心拍情報および末梢部の脈波面積の少なくとも一方が前回の血圧測定時から所定以上変動したと判断した場合にカフによる血圧測定を起動させる血圧監視装置が提案されている。たとえば、本出願人が先に出版した特開平 8-203837 号に記載した血圧監視装置がそれである。

【0006】上記血圧監視装置のように、血圧測定起動

の判断に用いられる血圧関連情報が複数である場合、従来の血圧監視装置では、その血圧測定起動の判断に用いられる血圧関連情報は表示されなかったり、表示されるとしても逐次算出される上記複数の血圧関連情報の値が表示されるのみ、または、トレンドが表示されるのみであったので、その表示画面から、患者の容態が血圧測定が起動されるほどではないがそれに近い状態であるのか、前回の血圧測定時からあまり変化していないのかを判断することは、一種類の血圧関連情報を用いて血圧測定の起動を判断する場合よりも一層困難であった。また、血圧測定が起動された場合にも、単に監視している血圧関連情報の異常が表示されるのみであったので、どの血圧関連情報の異常が判定されたのかを判断することは困難であった。たとえば、生体の脈波伝播速度が前回の血圧測定時から所定以上変動したと判断し、且つ前記心拍周期および末梢部の脈波面積の少なくとも一方が前回の血圧測定時から所定以上変動したと判断した場合にカフによる血圧測定を起動させる形式の血圧監視装置の場合、脈波伝播速度および心拍周期の変動が判定されたのか、または、脈波伝播速度および末梢部の脈波面積の変動が判定されたのか、またあるいは、脈波伝播速度、心拍周期、末梢部の脈波面積の全てについて変動が判定されたのかを判断するのは困難であった。

【0007】さらに、上記血圧監視装置のように、血圧測定起動の判断に用いられる血圧関連情報が複数である場合、血圧測定起動の判断基準値の設定の自由度が大きいので、上記判断基準値の設定を前回のカフによる血圧測定時に対してどの程度にすれば適切であるかを判断することは、一種類の血圧関連情報を用いて血圧測定の起動を判断する場合よりも一層困難であった。

【0008】本発明は以上のような事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、生体の血圧値の変動に関連して変動する血圧関連情報に基づいて生体の血圧値の変動を監視する血圧監視装置において、その血圧関連情報が前回の血圧測定時からどれだけ変動しているかを認識できるようにすることにある。

【0009】

【課題を解決するための第1の手段】かかる目的を達成するための第1発明の要旨とするところは、生体の一部への圧迫圧力を変化させるカフを用いてその生体の血圧値を測定する血圧測定手段と、その生体の血圧値の変動に関連して変動するその生体の血圧関連情報を逐次決定する血圧関連情報決定手段と、その血圧関連情報が前記血圧測定手段による前回の血圧測定時から所定以上変動したことに基いて前記血圧測定手段による血圧測定を起動させる血圧測定起動手段とを備えて生体の血圧値を監視する血圧監視装置であって、(a)前記血圧関連情報をグラフ表示するための表示器と、(b)前記血圧測定手段による血圧測定が行われたときの前記血圧関連情報と、前記血圧測定手段による血圧測定が行われた以後

において前記血圧関連情報決定手段により逐次決定される前記血圧関連情報とを、対比可能に前記表示器に設けられたグラフに表示させる血圧関連情報表示手段とを、含むことにある。

【0010】

【第1発明の効果】このようにすれば、血圧測定手段による血圧測定が行われたときの血圧関連情報と、その血圧測定手段による血圧測定が行われた以後に逐次算出される血圧関連情報とが表示器に対比可能にグラフ表示されるので、逐次算出される血圧関連情報が前回の血圧測定時からどれだけ変動しているかを認識できる。

【0011】

【課題を解決するための第2の手段】かかる目的を達成するための第2発明の要旨とするところは、生体の一部への圧迫圧力を変化させるカフを用いてその生体の血圧値を測定する血圧測定手段と、その生体の血圧値の変動に関連して変動するその生体の血圧関連情報を逐次決定する血圧関連情報決定手段と、その血圧関連情報が前記血圧測定手段による前回の血圧測定時から所定以上変動したことに基いて前記血圧測定手段による血圧測定を起動させる血圧測定起動手段とを備えて生体の血圧値を監視する血圧監視装置であって、(a)前記血圧関連情報をグラフ表示するための表示器と、(b)前記血圧測定手段による血圧測定が行われたときの前記血圧関連情報と、前記血圧測定手段による血圧測定が行われた以後において、逐次算出される前記血圧関連情報のうち、前記血圧測定手段による血圧測定時の前記血圧関連情報との差が最大となる血圧関連情報とを、対比可能に前記表示器に設けられたグラフに表示させる最大変動値表示手段とを、含むことにある。

【0012】

【第2発明の効果】このようにすれば、前記血圧測定手段による血圧測定が行われた以後において、逐次算出される前記血圧関連情報のうち、前記血圧測定手段による血圧測定時の前記血圧関連情報との差が最大となる血圧関連情報と、血圧測定手段による血圧測定が行われたときの血圧関連情報とが表示器に対比可能にグラフ表示されるので、血圧測定時から最も変動した時の血圧関連情報が、血圧測定時の血圧関連情報からどれだけ変動したかを認識できる。

【0013】

【発明の好適な実施の形態】以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。図1は、本発明が適用された血圧監視装置8の回路構成を説明するブロック線図である。

【0014】図1において、血圧監視装置8は、ゴム製袋を布製帯状袋内に有して、たとえば患者の上腕部12に巻回されるカフ10と、このカフ10に配管20を介してそれぞれ接続された圧力センサ14、切換弁16および空気ポンプ18とを備えている。この切換弁16

は、カフ10内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ10内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ10内を急速に排圧する急速排圧状態の3つの状態に切り換えられるように構成されている。

【0015】圧力センサ14は、カフ10内の圧力を検出して、その圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路22および脈波弁別回路24にそれぞれ供給する。静圧弁別回路22はローパスフィルタを備え、圧力信号SPに含まれる定常的な圧力すなわちカフ圧を表すカフ圧信号SKを弁別してそのカフ圧信号SKをA/D変換器26を介して電子制御装置28へ供給する。脈波弁別回路24はバンドパスフィルタを備え、圧力信号SPの振動成分である脈波信号SM₁を周波数的に弁別してその脈波信号SM₁をA/D変換器30を介して電子制御装置28へ供給する。この脈波信号SM₁が表すカフ脈波は、患者の心拍に同期して図示しない上腕動脈から発生してカフ10に伝達される圧力振動波である。

【0016】上記電子制御装置28は、CPU29、ROM31、RAM33、および図示しないI/Oポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU29は、ROM31に予め記憶されたプログラムに従ってRAM33の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/Oポートから駆動信号を出力して切換弁16および空気ポンプ18を制御する。

【0017】心電誘導装置34は、生体の所定の部位に貼り着けられる複数の電極36を介して心筋の活動電位を示す心電誘導波、所謂心電図を連続的に検出するものであり、その心電誘導波を示す信号SM₂を前記電子制御装置28へ供給する。なお、この心電誘導装置34は、心臓内の血液を大動脈へ向かって拍出開始する時期に対応する心電誘導波のうちのQ波或いはR波を検出するためのものであることから、第1脈波検出装置として機能している。

【0018】パルスオキシメータ用光電脈波検出プローブ38（以下、単にプローブという）は、毛細血管を含む末梢動脈へ伝播した脈波を検出する第2脈波検出装置或いは末梢脈波検出手段として機能するものであり、例えば、被測定者のたとえば指尖部などの生体皮膚すなわち体表面40に図示しない装着バンド等により密着した状態で装着されている。プローブ38は、一方向において開口する容器状のハウジング42と、そのハウジング42の底部内面の外周側に位置する部分に設けられ、LED等から成る複数の第1発光素子44、および第2発光素子44、（以下、特に区別しない場合は単に発光素子44という）と、ハウジング42の底部内面の中央部分に設けられ、フォトダイオードやフォトトランジスタ等から成る受光素子46と、ハウジング42内に一体的に設けられて発光素子44及び受光素子46を覆う透明な樹脂48と、ハウジング42内において発光素子44と受光素子46との間に設けられ、発光素子44から前

記体表面40に向かって照射された光のその体表面40から受光素子46に向かう反射光を遮光する環状の遮蔽部材50とを備えて構成されている。

【0019】上記第1発光素子44、は、例えば660nm程度の波長の赤色光を発光し、第2発光素子44、は、例えば800nm程度の波長の赤外光を発光するものである。これら第1発光素子44、及び第2発光素子44、は、一定時間づつ順番に所定周波数で発光させられると共に、それら発光素子44から前記体表面40に向かって照射された光の体内の毛細血管が密集している部位からの反射光は共通の受光素子46によりそれぞれ受光される。なお、発光素子44の発光する光の波長は上記の値に限られず、第1発光素子44、は酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの吸光係数が大きく異なる波長の光を、第2発光素子44、はそれらの吸光係数が略同じとなる波長、すなわち酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとにより反射される波長の光をそれぞれ発光するものであればよい。

【0020】受光素子46は、その受光量に対応した大きさの光電脈波信号SM₃をローパスフィルタ52を介して出力する。受光素子46とローパスフィルタ52との間には増幅器等が適宜設けられる。ローパスフィルタ52は、入力された光電脈波信号SM₃から脈波の周波数よりも高い周波数を有するノイズを除去し、そのノイズが除去された信号SM₃をデマルチプレクサ54に出力する。この光電脈波信号SM₃が表す光電脈波は、患者の脈拍に同期して発生する容積脈波である。なお、この光電脈波は脈拍同期波に対応している。

【0021】デマルチプレクサ54は、電子制御装置28からの信号に従って第1発光素子44、及び第2発光素子44、の発光に同期して切り換えられることにより、赤色光による電気信号SM₄をサンプルホールド回路56及びA/D変換器58を介して、赤外光による電気信号SM₄をサンプルホールド回路60及びA/D変換器62を介して、それぞれ電子制御装置28の図示しないI/Oポートに逐次供給する。サンプルホールド回路56、60は、入力された電気信号SM₄、SM₄をA/D変換器58、62へ出力する際に、前回出力した電気信号SM₄、SM₄についてのA/D変換器58、62における変換動作が終了するまでに、次に出力する電気信号SM₄、SM₄をそれぞれ保持するためのものである。

【0022】電子制御装置28のCPU29は、RAM33の記憶機能を利用しつつROM31に予め記憶されたプログラムに従って測定動作を実行し、駆動回路64に制御信号SLVを出力して発光素子44、44、を順次所定の周波数で一定時間づつ発光させる一方、それら発光素子44、44、の発光に同期して切換信号SCを出力してデマルチプレクサ54を切り換えることにより、前記電気信号SM₄をサンプルホールド回路56

に、電気信号 SM_{1k} をサンプルホールド回路60にそれぞれ振り分ける。上記CPU29は、血中酸素飽和度を算出するために予め記憶された演算式から上記電気信号 SM_k 、 SM_{1k} の振幅値に基づいて生体の血中酸素飽和度を算出する。なお、この酸素飽和度の決定方法としては、例えば、本出願人が先に出版して公開された特開平3-15440号公報に記載された決定方法が利用される。

【0023】図2は、上記血圧監視装置8における電子制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図2において、血圧測定手段70は、カフ圧制御手段72によってたとえば生体の上腕に巻回されたカフ10の圧迫圧力が所定の目標圧力値 P_{c0} （たとえば、180mmHg程度の圧力値）まで急速昇圧させた後に3mmHg/sec程度の速度で徐速降圧させられる徐速降圧期間内において、順次採取される脈波信号 SM_i が表す脈波の振幅の変化に基づきよく知られたオシロメトリック法を用いて最高血圧値 BP_{sys} 、平均血圧値 P_{mean} 、および最低血圧値 BP_{dia} などを決定する。

【0024】血圧関連情報決定手段の一つである脈波伝播速度情報算出手段74は、図3に示すように心電誘導装置34により逐次検出される心電誘導波の周期毎に発生する所定の部位たとえばR波から、プローブ38により逐次検出される光電脈波の周期毎に発生する所定の部位たとえば立ち上がり点或いは下ピーク点までの時間差（脈波伝播時間） DT_{tr} を逐次算出する時間差算出手段を備え、その時間差算出手段により逐次算出される時間差 DT_{tr} に基づいて、予め記憶される数式1から、被測定者の動脈内を伝播する脈波の伝播速度 V_m （m/sec）を一拍毎或いは数拍毎に逐次算出する。尚、数式1において、 L （m）は左心室から大動脈を経て前記プローブ38が装着される部位までの距離であり、 T_{ref} （sec）は心電誘導波形のR波から光電脈波の下ピーク点までの前駆出期間である。これらの距離 L および前駆出期間 T_{ref} は定数であり、予め実験的に求められた値が用いられる。

【0025】

【数1】 $V_m = L / (DT_{tr} - T_{ref})$

【0026】対応関係決定手段76は、血圧測定手段70により測定された最高血圧値 BP_{sys} とそれぞれの血圧測定期間内における脈波伝播時間 DT_{tr} 或いは脈波伝播速度 V_m 、たとえばその期間内における脈波伝播時間 DT_{tr} 或いは伝播速度 V_m の平均値に基づいて、数式2或いは数式3で示される脈波伝播時間 DT_{tr} 或いは伝播速度 V_m と最高血圧値 BP_{sys} との関係式における係数 α 及び β を、予め決定する。なお、上記最高血圧値 BP_{sys} に代えて、血圧測定手段70により測定された平均血圧値 P_{mean} 或いは最低血圧値 BP_{dia} と血圧測定期間内における脈波伝播時間 DT_{tr} 或いは伝播速度 V_m との関係が求められてもよい。要するに、監視（推定）血

圧値 EBP を最高血圧値とするか、平均血圧値とするか、最低血圧値とするかによって選択される。

【0027】

【数2】 $EBP = \alpha (DT_{tr}) + \beta$

（但し、 α は負の定数、 β は正の定数）

【0028】

【数3】 $EBP = \alpha (V_m) + \beta$

（但し、 α は正の定数、 β は正の定数）

【0029】推定血圧値決定手段78は、生体の血圧値とその生体の脈波伝播時間 DT_{tr} 或いは伝播速度 V_m との間の上記対応関係（数式2および数式3）から、脈波伝播速度情報算出手段74により逐次算出される生体の実際の脈波伝播時間 DT_{tr} 或いは伝播速度 V_m に基づいて推定血圧値 EBP を逐次決定する。

【0030】血圧関連情報決定手段の一つである心拍周期決定手段82は、心電誘導装置34により得られた心電波形の所定部位間の間隔たとえばR波間隔を計測することにより心拍周期 RR を逐次決定する。また、同じく血圧関連情報決定手段の一つである脈波面積算出手段84は、光電脈波検出プローブ38により得られた光電脈波の面積 S をその1周期 W および振幅 L に基づいて正規化して算出し、正規化脈波面積 VR を一拍毎或いは数拍毎に逐次算出する。すなわち、上記光電脈波は、図4に示すように、数ミリ或いは十数ミリ毎のサンプリング周期毎に入力される光電脈波の大きさを示す点の連なりにより構成されており、その1周期 W 内において光電脈波を積分（加算）することにより光電脈波の面積 S が求められた後、 $S / (W \times L)$ なる演算が行われることにより正規化脈波面積 VR が算出される。この正規化脈波面積 VR は、その1周期 W と振幅 L によって囲まれる矩形内における面積割合を示す無次元の値であり、%MAPとしても称される。

【0031】血圧測定起動手段86は、推定血圧値決定手段78により決定された推定血圧値 EBP が前回の血圧測定時から変動したと判断し、且つ上記心拍周期 RR および脈波面積 VR の少なくとも一方が前回の血圧測定時から変動したと判断したことに基づいて前記血圧測定手段70による血圧測定を起動させる。すなわち、血圧測定起動手段86は、推定血圧値決定手段78により決定された推定血圧値 EBP が血圧測定手段70による前回のカフ10による血圧測定時を基準としてそれから所定値或いは所定割合以上変化したことを以て推定血圧値 EBP が変動したと判定する推定血圧値変動判定手段87、心拍周期決定手段82により決定された心拍周期 RR が血圧測定手段70による前回のカフ10による血圧測定時を基準としてそれから所定値或いは所定割合以上変化したことを以て心拍周期 RR が変動したと判定する心拍周期変動判定手段88、脈波面積算出手段84により算出された脈波面積 VR が血圧測定手段70による前回のカフ10による血圧測定時を基準としてそれから所

定値或いは所定割合以上変化したことを以て脈波面積 V_R が変動したと判定する脈波面積変動判定手段 89 を備え、上記推定血圧値変動判定手段 87 により推定血圧値 E_{BP} の変動が判定され、且つ心拍周期変動判定手段 88 により心拍周期 RR の変動が判定されるか或いは脈波面積変動判定手段 89 により脈波面積 V_R の変動が判定された場合に、前記血圧測定手段 70 による血圧測定を起動させる。なお、推定血圧値 E_{BP} は、数式 2 または数式 3 により脈波時間 DT_{tr} または脈波伝播速度 V_{tr} から算出されるので、血圧測定起動手段 86 では間接的に脈波伝播速度情報の変動が判定されていることになる。

【0032】異常表示手段 90 は、血圧測定起動手段 86 において前記血圧関連情報が前回の血圧測定時から変動したと判断され、血圧測定手段 70 による血圧測定が起動させられる時に、前記血圧関連情報のうち変動が判定された血圧関連情報を示す文字或いは記号を表示器 32 に表示する。

【0033】変化割合算出手段 91 は、血圧測定手段 70 による血圧測定が行われたときの推定血圧値 E_{BP} 、心拍周期 RR および脈波面積 V_R を基準として、血圧測定手段 70 による血圧測定が行われた以後において逐次算出される推定血圧値 E_{BP} 、心拍周期 RR および脈波面積 V_R の変化割合を算出する。

【0034】血圧関連情報表示手段 92 は、血圧測定手段 70 による血圧測定が行われたときの推定血圧値 E_{BP} 、心拍周期 RR および脈波面積 V_R と、血圧測定手段 70 による血圧測定が行われた以後において推定血圧値決定手段 78、心拍周期決定手段 82 および脈波面積算出手段 84 により逐次決定される推定血圧値 E_{BP} 、心拍周期 RR および脈波面積 V_R とを、対比可能に表示器 32 に設けられたグラフに表示させる。たとえば、図 5 は、上記表示器 32 の表示画面 94 のグラフ表示例を示す図であるが、図 5 の血圧関連情報表示場所 96 に示されるように、血圧関連情報表示手段 92 は、推定血圧値 E_{BP} 、心拍周期 RR および脈波面積 V_R を示す互いに交わる 3 本の軸から成るレーダーチャート 98 に、変化割合算出手段 91 において血圧測定時の値に対する変化割合 (%) に換算された推定血圧値 E_{BP} 、心拍周期 RR および脈波面積 V_R を三角形 100 として表示する。このレーダーチャート 98 には、血圧測定手段 70 による前回の血圧測定時の推定血圧値 E_{BP} 、心拍周期 RR および脈波面積 V_R が基準線 102 として表示されているので、血圧測定手段 70 による血圧測定が行われたときの推定血圧値 E_{BP} 、心拍周期 RR および脈波面積 V_R と、血圧測定手段 70 による血圧測定が行われた以後において推定血圧値決定手段 78、心拍周期決定手段 82 および脈波面積算出手段 84 により逐次決定される推定血圧値 E_{BP} 、心拍周期 RR および脈波面積 V_R とが対比できる。

【0035】推定血圧値トレンド表示手段 104 は、表

示画面 94 の最大変動値表示場所 106 に示された、時間軸 108 と血圧測定時の推定血圧値 E_{BP} を基準にして推定血圧値 E_{BP} の変化割合 (%) を表す変化割合軸 110 との二元座標に、変化割合算出手段 91 により算出された血圧測定時の値に対する推定血圧値 E_{BP} の変化割合をトレンド表示する。上記二次元座標には、変化割合軸 110 の基準点 (0%) と交わり且つ時間軸 108 と平行に血圧測定時の推定血圧値 E_{BP} を示す推定血圧値基準線 112 が表示され、時間軸 108 は前回の血圧測定時から次の血圧測定時までが表示されるようになっているので、血圧測定手段 70 による血圧測定が行われたときの推定血圧値 E_{BP} と、血圧測定手段 70 による血圧測定が行われた以後において、逐次算出される推定血圧値 E_{BP} のうち、血圧測定手段 70 による血圧測定時の推定血圧値 E_{BP} との差が最大となる推定血圧値 E_{BP} とを対比できる。従って上記推定血圧値トレンド表示手段 104 は最大変動値表示手段として機能している。なお、上記のような対比ができると、血圧測定起動手段 86 による血圧測定起動の判断基準値の設定を前回の血圧測定時に対してどの程度にすれば適切であるかを判断することが容易となる。

【0036】なお、図 5 には、上記血圧関連情報表示場所 96 および最大変動値表示場所 106 の他に、心電図を表示する心電図表示場所 114、心拍数 HR を表示する心拍数表示場所 116、カフ 10 による血圧測定の設定周期、前回の血圧測定時からの経過時間、カフ 10 による血圧値 BP 等を表示する血圧表示場所 118、呼吸数を表示する呼吸数表示場所 120 等が備えられている。

【0037】図 6 は、上記血圧監視装置 8 の電子制御装置 28 における制御作動の要部を説明するフローチャートである。図 6 において、ステップ SA1 (以下、ステップを省略する。) において図示しないフラグ、カウンタ、レジスタをクリアする初期処理が実行された後、脈波伝播速度情報算出手段 74、心拍周期決定手段 82 および脈波面積算出手段 84 に対応する SA2 では、カフ昇圧の直前において、心電波形の R 波からブロープ 38 により逐次検出される光電脈波の立ち上がり点までの時間差すなわち伝播時間 DT_{tr} が決定され、心電誘導波形の R 波間隔を計測することにより心拍周期 RR が決定され、光電脈波検出ブロープ 38 により得られた光電脈波から正規化脈波面積 V_R が算出される。

【0038】次いで、前記カフ圧制御手段 72 に対応する SA3 および SA4 では、切換弁 16 が圧力供給状態に切り換えられ且つ空気ポンプ 18 が駆動されることにより、血圧測定のためにカフ 10 の急速昇圧が開始されるとともに、カフ圧 P_c が 180 mmHg 程度に予め設定された目標圧 P_{cm} 以上となったか否かが判断される。この SA4 の判断が否定された場合は、上記 SA3 以下が繰り返して実行されることによりカフ圧 P_c の上昇が継

続される。

【0039】しかし、カフ圧 P_c の上昇により上記SA4の判断が肯定されると、前記血圧測定手段70に対応するSA5において、血圧測定アルゴリズムが実行される。すなわち、空気ポンプ18を停止させ且つ切換弁16を徐速排圧状態に切り換えてカフ10内の圧力を予め定められた3mmHg/sec程度の緩やかな速度で下降させることにより、この徐速降圧過程で逐次得られる脈波信号 SM_1 が表す脈波の振幅の変化に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムに従って最高血圧値 BP_{SYS} 、平均血圧値 BP_{MEAN} 、および最低血圧値 BP_{DIA} が測定されるとともに、脈波間隔に基づいて脈拍数などが決定されるのである。そして、その測定された血圧値および脈拍数などが表示器32に表示されるとともに、切換弁16が急速排圧状態に切り換えられてカフ10内が急速に排圧される。

【0040】次に、前記対応関係決定手段76に対応するSA6では、SA2において求められた脈波伝播時間 DT_{RP} と、SA5において測定されたカフ10による血圧値 BP_{SYS} 、 BP_{MEAN} 、または BP_{DIA} との間の対応関係が求められる。すなわち、SA5において血圧値 BP_{SYS} 、 BP_{MEAN} 、および BP_{DIA} が測定されると、それら血圧値 BP_{SYS} 、 BP_{MEAN} 、または BP_{DIA} のうちの1つと、脈波伝播時間 DT_{RP} とに基づいて、脈波伝播時間 DT_{RP} と推定血圧値EBPとの間の対応関係(数式2)が決定され、その対応関係を用いてSA2において算出された脈波伝播時間 DT_{RP} から血圧測定時の推定血圧値EBPが決定される。

【0041】上記のようにして脈波伝播時間血圧対応関係が決定されると、SA7において、心電波形のR波および光電脈波が入力されたか否かが判断される。このSA7の判断が否定された場合はSA7が繰り返し実行されるが、肯定された場合は、前記脈波伝播速度情報算出手段74、心拍周期決定手段82、脈波面積算出手段84および推定血圧値決定手段78に対応するSA8において、新たに入力された心電波形のR波および光電脈波についての脈波伝播時間 DT_{RP} 、心拍周期RRおよび脈波面積VRがSA2と同様にして算出され、さらに、上記脈波伝播時間 DT_{RP} からSA6において決定された対応関係を用いて推定血圧値EBPが算出される。

【0042】続く変化割合算出手段91に対応するSA9では、SA8で算出された推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRの、血圧測定時(SA2またはSA6)において算出された推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRに対する変化割合(%)がそれぞれ算出される。

【0043】続く血圧関連情報表示手段92に対応するSA10では、図5の血圧関連情報表示場所96に示されるように、血圧測定時の推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRを意味する基準線102が示さ

れているレーダーチャート98に、SA9で算出された血圧測定時の値に対する推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRの変化割合が三角形100として表示される。なお、SA9において血圧測定時の値の対する変化割合に換算される推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRが、血圧測定時に算出された推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRからあまり変動していない正常な状態、すなわち、基準線102に対する三角形100のずれが大きくない状態では、上記三角形100はその正常状態を色で表示するために、たとえば、緑色で表示され、基準線102に対する三角形100のずれが大きくなり予め設定された基準値を越えると、その色が黄色そして赤色へと変化する等、その変動の程度を色で表示するようになっている。

【0044】次いで、推定血圧値トレンド表示手段104に対応するSA11では、SA9において算出された血圧測定時の値の対する推定血圧値EBPの変化割合に基づいて、最大変動値表示場所106の二次元座標に表示されているトレンドグラフを更新する。なお、上記トレンドグラフは、血圧測定時の推定血圧値EBPからの変動の程度を分かりやすくするために、血圧測定時の推定血圧値EBPからの変動の程度により異なる色で表示されるようになっている。たとえば、前記変化割合が±10%の範囲内では緑色、+10%〜+20%および-10%〜-20%の範囲は黄色、それ以上変動している場合は赤色で表示されるようになっている。

【0045】次いで、前記血圧測定起動手段86に対応するSA12では、たとえば図7に示す血圧測定起動判定ルーチンが実行されることにより、推定血圧値EBPが前回のカフ10による血圧測定時から変動したと判定され、且つ前記心拍周期RRおよび脈波面積VRの少なくとも一方が前回のカフ10による血圧測定時から変動したと判定されたことに基づいて前記血圧測定手段70による血圧測定を起動させる。

【0046】図7において、前記心拍周期変動判定手段88に対応するSB1では、図6のSA9において算出された前回の血圧測定時の値に対する心拍周期RRの変化割合が所定割合(たとえば上下へ5%)以上変化した状態が、所定の拍数たとえば20拍以上連続して越えたか否かを判定することにより、心拍周期RRの変動が判定される。このSB1の判断が否定された場合はSB3以下が直接的に実行されるが、肯定された場合は、SB2において上記心拍周期RRの変動を示すためのRRフラグがオン状態とされる。

【0047】次いで、SB3において、末梢部で検出された光電脈波が正常であるか否かが判断される。このSB3は、光電脈波の形状が異常、たとえば基線の傾斜が所定以上であるもの、或いは校正が入ることによって脈波形状が途中でずれているものなどを除去するためのものである。上記SB3の判断が否定された場合はSB8

10

20

30

40

50

以下が実行されるが、肯定された場合には、SB4以下が実行される。

【0048】前記脈波面積変動判定手段89に対応するSB4では、SA9において算出された前回の血圧測定時の値に対する正規化脈波面積VRの変化割合が所定割合（たとえば上下へ3%）以上変化した状態が、所定の拍数たとえば20拍以上連続して越えたか否かを判定することにより、脈波面積VRの変動が判定される。このSB4の判断が否定された場合はSB6以下が直接的に実行されるが、肯定された場合は、SB5において上記脈波面積VRの変動を示すためのVRフラグがオン状態とされる。

【0049】次いで、前記推定血圧値変動判定手段87に対応するSB6では、SA9において算出された前回の血圧測定時の値に対する推定血圧値EBPの変化割合が所定割合（たとえば上下へ30%）以上変化した状態が、所定の拍数たとえば20拍以上連続して越えたか否かを判定することにより、推定血圧値EBPの変動が判定される。このSB6の判断が否定された場合はSB8以下が直接的に実行されるが、肯定された場合は、SB7において上記推定血圧値EBPの変動を示すためのEBPフラグがオン状態とされる。

【0050】そして、SB8では、EBPフラグがオン状態とされ且つRRフラグがオン状態とされているか否か、或いはEBPフラグがオン状態とされ且つVRフラグがオン状態とされているか否かが判断される。このSB8の判断が否定された場合はSA13が実行される。このSA13では、SA5においてカフ10による血圧測定が行われてからの経過時間が予め設定された15乃至20分程度の設定周期すなわちキャリブレーション周期を経過したか否かが判断される。このSA13の判断が否定された場合には、前記SA7以下の血圧監視ルーチンが繰り返し実行され、推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRが1拍毎に連続的に算出され、且つその算出された推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRが表示画面94の血圧関連情報表示場所96のレーダーチャート98に表示されるので、血圧測定が起動されるほどではない場合にも、患者の容態が血圧測定が起動される状態に近いのか、あまり大きく変動していないのかを判断することができる。

【0051】しかし、上記SA13の判断が肯定された場合には、前記対応関係を再決定するために前記SA2以下のカフキャリブレーションルーチンが再び実行される。また、上記SB8の判断が肯定された場合は、図6の異常表示手段90に対応するSA14において、推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRのうち変動が判定されたものについて、それらの変動を示す文字或いは表示が表示器32に表示される。たとえば、推定血圧値EBPと心拍周期RRの変動が検出された場合は、表示器32に「推定血圧値EBP、心拍周期RRの

変動を検出しました。」の文字が表示される。SA14が実行されると、続いて、対応関係を再決定させるためにSA2以下が再び実行されることにより、カフ10による血圧測定が起動される。なお、表示画面94のレーダーチャート98には、SA12の判断が肯定された時の推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRが表示されているので、推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRのうち、どの変動が判定されたのかを判断することができる。

10 【0052】上述のように本実施例によれば、表示画面94の血圧関連情報表示場所96の、前回のカフ10を用いた血圧測定時の推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRを意味する基準線102が示されているレーダーチャート98に、その血圧測定手段70による血圧測定が行われた以後に逐次算出される推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRが血圧測定時の値に対する変化割合に換算されて表示されるので、逐次算出される推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRが前回の血圧測定時からどれだけ変動しているかを認識できる。

20 【0053】また、本実施例によれば、前回のカフ10を用いた血圧測定時の推定血圧値EBPを意味する推定血圧値基準線112が示されている二次元座標が表示画面94の最大変動値表示場所106に示され、その二次元座標に血圧測定手段70による血圧測定が行われた以後において逐次算出される推定血圧値EBPの前回のカフ10を用いた血圧測定時の値に対する変化割合がトレンドグラフとして表示され、上記二次元座標の時間軸108が前回の血圧測定時から次の血圧測定時までが表示されるようになっているので、血圧測定時から最も変動した時の推定血圧値EBPが、血圧測定時の推定血圧値EBPからどれだけ変動したかを認識できる。

【0054】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

30 【0055】たとえば、前述の実施例では、血圧関連情報表示場所96のレーダーチャート98に、血圧測定時の推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRが基準線102として表示され、逐次算出される推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRが三角形100として表示されていたが、血圧関連情報表示場所96に表示されるものは図8に示すような棒グラフであってもよいし、図9に示されるようなトレンドグラフであってもよい。

40 【0056】図8において、▽印は逐次算出される推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRをそれぞれ示し、それぞれの棒グラフの0%点が前回のカフ10による血圧測定時の値を示しているので、上記△印が図5の三角形100に相当し、0%点が図5の基準線102に相当している。なお、推定血圧値EBP、心拍周

期RRおよび脈波面積VRは、それぞれ前回のカフ10を用いた血圧測定時の値に対する変化量（絶対値）の割合（％）として表示され、血圧測定時からの変動の程度を容易に認識するために、血圧測定時からの変動の程度に応じて、段階的に表示される色に変化するように設定されている。

【0057】図9には、前回の血圧測定時以後の推定血圧値EBPのトレンドグラフ122、心拍周期RRのトレンドグラフ124および脈波面積VRのトレンドグラフ126が同一の時間軸上に表示され、そのグラフの左端には、逐次算出される推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRと対比できるようにするために前回の血圧測定時における推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRを示す推定血圧値基準マーク128、心拍周期基準マーク130および脈波面積基準マーク132が表示されている。すなわち、上記推定血圧値基準マーク128、心拍周期基準マーク130および脈波面積基準マーク132は、図5の基準線102に相当する。なお、図9においては、トレンドグラフの右端には、上記血圧関連情報を逐次算出中であることを示すため、および、その逐次算出された上記血圧関連情報のトレンドグラフからその後の上記血圧関連情報の変化を想像できるようにするため、空白領域134が設けられ、さらに血圧変動の監視の中心的役割をするものとして決定される血圧関連情報のトレンドグラフ（たとえば推定血圧値EBPのトレンドグラフ122）は、目立つように他の血圧関連情報のトレンドグラフよりも太い線で表示されている。

【0058】また、前述の実施例では、推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRの3つの血圧関連情報が用いられていたが、上記3つの血圧関連情報はそれぞれ生体の血圧の変動を反映するものであるもので、それら3つのうちいずれか2つ、または3つのうちの1つのみが用いられてもよい。図10および図11は、1つの血圧関連情報のみが血圧関連情報表示場所96に表示されるグラフの一例を示す図である。図10は図8に示される脈波面積VRの棒グラフを円グラフにしたものであり、逐次算出される脈波面積VRの前回のカフ10を用いた血圧測定時の値に対する変化量（絶対値）の割合（％）が表示され、円グラフの0％点が前回のカフ10による血圧測定時の値を示し、図5の基準線102に相当する。なお、図8の場合と同様に、血圧測定時からの変動の程度に応じて、段階的に表示される色に変化するように設定されている。図11は逐次算出される推定血圧値EBPの前回の血圧測定時に対する変化量（絶対値）の割合（％）が矢印136で示され、0％点が前回のカフ10による血圧測定時の値を示し、図5の基準線102に相当する。なお、図11の背景部分138の色は、血圧測定時からの変動を認識し易くするために、逐次算出される推定血圧値EBPが前回の血圧測定時に

ける推定血圧値EBPよりも小さい場合（変化量が負の場合）と、前回の血圧測定時における推定血圧値EBPよりも大きい場合（変化量が正の場合）とは異なる色で表示されるようになっている。

【0059】図12も、図10および図11と同様に、1つの血圧関連情報のみが血圧関連情報表示場所96に表示されるグラフの他の一例を示す図であって、逐次算出される推定血圧値EBPの前回の血圧測定時に対する変化率（％）が矢印140で示されている。この図12に示されるグラフは、図5の基準線102に相当する前回のカフ10による血圧測定時の値を示す0％点が、グラフの円周142の円心を通る水平線と円周142との交点のうち右側の交点とされていること、および、前回の血圧測定時に対する変化率（％）が正負ともに表示されるようになっていることが、図11に示されるグラフと異なる。そのため、上記矢印140が水平方向右側を示す図12（a）の状態が、前回のカフ10による血圧測定時から変動していない状態を示し、図12（b）の状態は、前回のカフ10による血圧測定時から推定血圧値EBPがやや高くなった状態（たとえば10％高くなった状態）を示し、図12（c）の状態は、前回のカフ10による血圧測定時から推定血圧値EBPが大きく低下した状態（たとえば30％低下した状態）を示している。また、図12においても、前回の血圧測定時からの変動を認識し易くするために、矢印140または背景部分144の色は変動の程度により異なる色で表示されるようになっている。なお、図12のように、前回の血圧測定時からの変化率により矢印140の傾きが決定される場合は、矢印140の傾きにより前回の血圧測定時の推定血圧値EBPと逐次算出される推定血圧値EBPが対比可能であることから、0（％）等の数値は必ずしも必要ではない。

【0060】図13も、1つの血圧関連情報のみが血圧関連情報表示場所96に表示されるグラフの他の一例を示す図であって、逐次算出される推定血圧値EBPの前回の血圧測定時に対する変化率（％）が示されている。図13の場合においても、図12の場合と同様に、矢印146の先端が水平方向右側を向いているときに、前回の血圧測定時から変動していないことを示し、矢印146の先端が上向きときは前回の血圧測定時から推定血圧値EBPが高くなったことを示し、矢印146が下向きときは前回の血圧測定時から推定血圧値EBPが低くなったことを示すので、図13は、前回の血圧測定時から推定血圧値EBPが高くなった状態を示している。また、矢印146の基端から折れ点までの基部148は、前々回の血圧測定時に対する前回の血圧測定時の推定血圧値EBPの変化状態、すなわち前々回の血圧測定時から前回の血圧測定時までの推定血圧値EBPの変化状態を示し、図13の場合は、前々回の血圧測定時から前回の血圧測定時までは推定血圧値EBPは安定してい

たことを示す。なお、図13の場合においても、前回の血圧測定時からの変動を認識し易くするために、矢印146または背景部分150の色は変動の程度により異なる色で表示されるようになっている。

【0061】また、前述の実施例では、表示画面94の最大変動値表示場所106に、前回のカフ10を用いた血圧測定時から次の血圧測定時までの推定血圧値E B Pが、前回のカフ10を用いた血圧測定時の値を基準としてそれに対する変化割合(%)としてトレンド表示されることにより、前回の血圧測定時から最も変動した時の推定血圧値E B Pが認識できるようになっていたが、前回の血圧測定時から最も変動した時の推定血圧値E B Pのみが表示され、新たに算出された推定血圧値E B Pが上記最も変動した時の推定血圧値E B Pよりも変動した場合に、その新たに算出された推定血圧値E B Pを最も変動した時の推定血圧値E B Pとして決定し、表示画面94に表示されている最も変動した時の推定血圧値E B Pの表示を更新するものであってもよい。図14は、その場合の一例を示す図であり、棒グラフに、血圧測定以後において、前回のカフ10を用いた血圧測定時の値に対する推定血圧値E B Pの変化割合(%)が表示され、0%を示す線が前回のカフ10による血圧測定時の値を示している。なお、図14の場合においても、前回のカフ10による血圧測定時からの変動の程度に応じて、段階的に表示される色が変化するように設定されている。

【0062】また、前述の実施例では、表示画面94の最大変動値表示場所106に、血圧情報として推定血圧値E B Pが表示されていたが、心拍情報(心拍周期R R、心拍数H R等)または脈波面積V R等の他の血圧関連情報の血圧測定時の値に対する変化率の最大値が表示されてもよいし、複数の血圧関連情報の血圧測定時の値に対する変化率の最大値が表示されてもよい。最大変動値表示場所106に複数の血圧関連情報が表示される場合、それら複数の血圧関連情報の、血圧測定時以後の最大値と血圧測定時の値とが視覚的に対比できるので、血圧測定起動の判断基準値が適切であるかを判断することが容易になる。

【0063】また、前述の実施例では、血圧関連情報表示場所96のレーダーチャート98には血圧測定時の血圧関連情報(推定血圧値E B P、心拍周期R Rおよび脈波面積V R)を示す基準線102が示され、逐次算出されるその血圧関連情報が変化率算出手段90により血圧測定時の値に対する変化率に換算されて、上記基準線102と対比可能に表示されていたが、血圧測定時の基準血圧関連情報の値および逐次算出される血圧関連情報の値が直接グラフに表示されてもよい。また、最大変動値表示場所106に表示される推定血圧値E B P等の血圧関連情報も同様に、血圧測定時の値および逐次算出される値が直接グラフに表示されてもよい。

【0064】また、前述の実施例では、推定血圧値E B Pが用いられていたが、推定血圧値E B Pは、数式2または数式3に示されるように、脈波伝播時間D T_{pp}または脈波伝播速度V_{pp}と1対1に対応するので、推定血圧値E B Pに代えて脈波伝播時間D T_{pp}または脈波伝播速度V_{pp}が用いられてもよい。

【0065】また、前述の実施例において、心拍周期R Rが用いられていたが、心拍周期R R(sec)と心拍数H R(1/min)も1対1の対応関係(H R=60/R R)があるので、心拍周期決定手段82、心拍周期変動判定手段88、基準血圧測定起動情報表示手段90、血圧測定起動情報表示手段92において、心拍周期R Rに代えて心拍数H Rが用いられてもよい。

【0066】また、前述の実施例の血圧監視装置8のように、酸素飽和度S p O₂等の前記血圧関連情報以外の生体情報が測定される場合は、その生体情報が図5に示されるレーダーチャート98や、図8、図10乃至図14に示されるグラフ形式で表示されてもよい。さらに、その生体情報が予め定められた判断基準範囲を越えた場合は、異常表示手段90(S A 14)と同様に、その生体情報の異常を示す文字或いは記号が表示器32に表示させられてもよい。

【0067】また、前述の実施例の異常表示手段90において、文字或いは記号を表示器32に表示することにより、前記血圧関連情報のうち変動が判定された血圧関連情報を表示していたが、音声により変動が判定された血圧関連情報を表示するものであってもよい。たとえば、推定血圧値E B Pと心拍周期R Rの変動が判定された場合には、血圧監視装置8に備えられた図示しないスピーカから「推定血圧値、心拍周期の変動が検出されました。」というメッセージが出力される。

【0068】なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例である血圧監視装置の回路構成を説明するブロック線図である。

【図2】図1の実施例における電子制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図3】図1の実施例における電子制御装置28の制御動作により求められる時間差D T_{pp}を例示する図である。

【図4】図1の実施例において、脈波面積V Rの正規化の方法を説明する図である。

【図5】図1の実施例において求められた基準血圧測定起動情報および逐次算出される血圧測定起動情報が表示器に表示された例を示す図である。

【図6】図1の実施例における電子制御装置28の制御動作の要部を説明するフローチャートであって、血圧監視ルーチンを示す図である。

50 【図7】図6のS A 12における血圧測定起動判定ルー

チンの作動を詳しく説明する図である。

【図8】表示画面94の血圧関連情報表示場所96に示される推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRを示す一例であって、図5とは別の例を示す説明する図である。

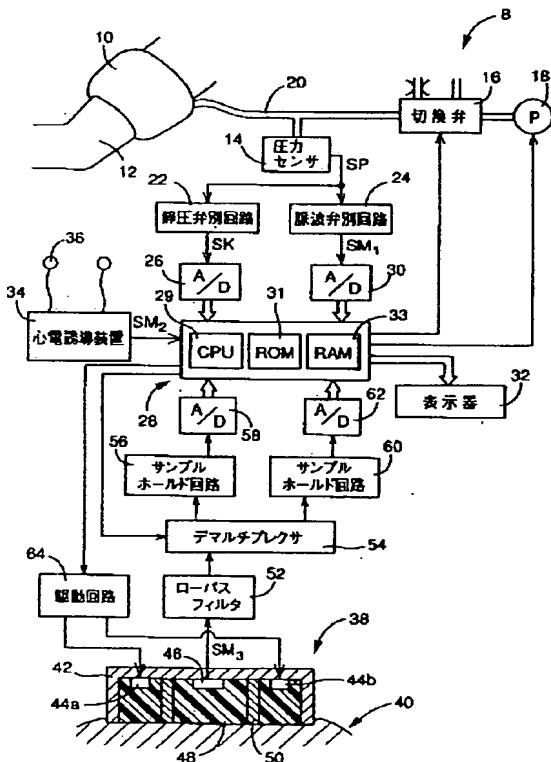
【図9】表示画面94の血圧関連情報表示場所96に示される推定血圧値EBP、心拍周期RRおよび脈波面積VRを示す一例であって、図5および図8とは別の例を示す説明する図である。

【図10】表示画面94の血圧関連情報表示場所96に、脈波面積VRのみが表示された場合を説明する一例である。

【図11】表示画面94の血圧関連情報表示場所96に、推定血圧値EBPのみが表示された場合を説明する一例である。

【図12】表示画面94の血圧関連情報表示場所96 *

【図1】



*に、推定血圧値EBPのみが表示された場合を説明する図であって、図11とは別の例を説明する図である。

【図13】表示画面94の血圧関連情報表示場所96に、推定血圧値EBPのみが表示された場合を説明する図であって、図11および12とは別の例を説明する図である。

【図14】表示画面94の最大変動値場所106に示される血圧測定以後の推定血圧値EBP最大値を示す一例であって、図5とは別の例を説明する図である。

【符号の説明】

32：表示器

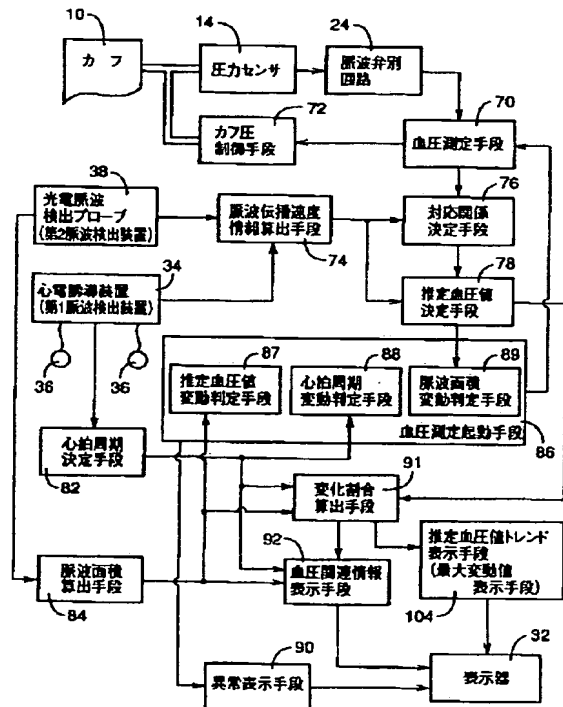
90：変化率算出手段

92：血圧関連情報表示手段

104：推定血圧値トレンド表示手段（最大変動値表示手段）

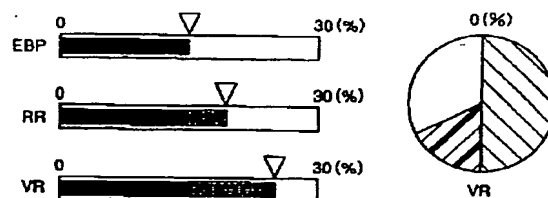
94：表示画面

【図2】

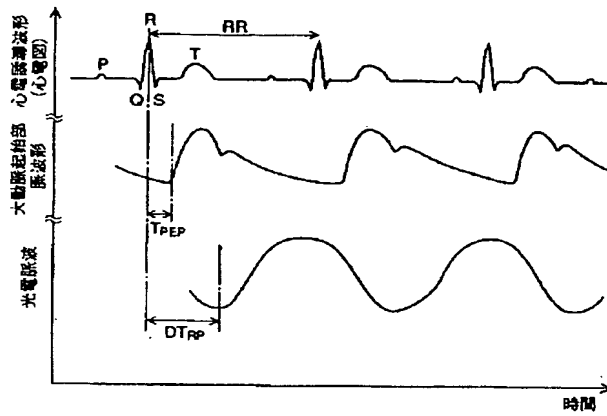


【図8】

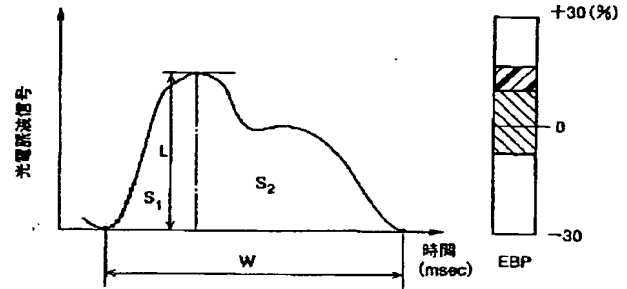
【図10】



【図3】

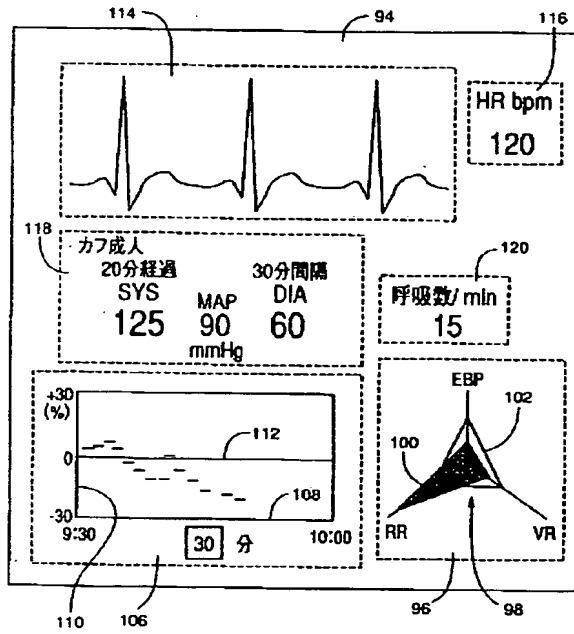


【図4】

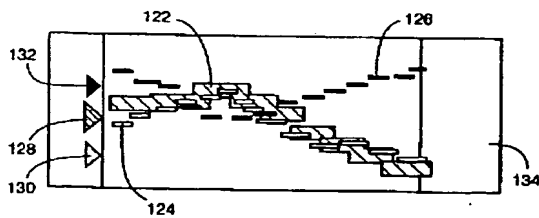


【図14】

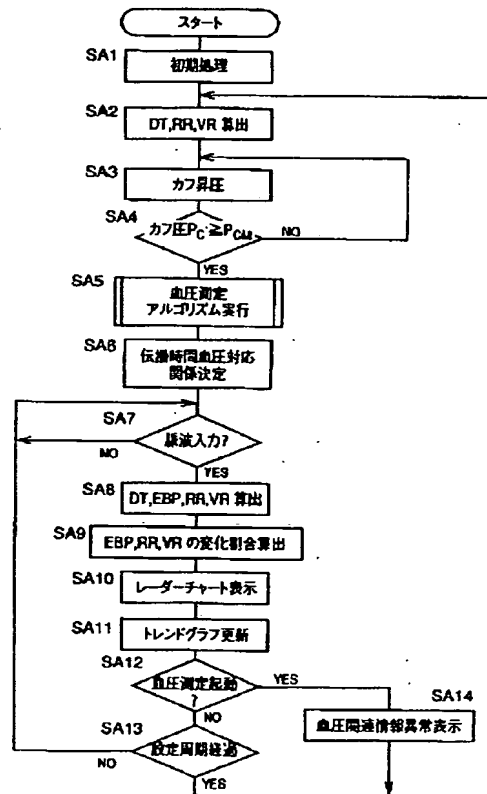
【図5】



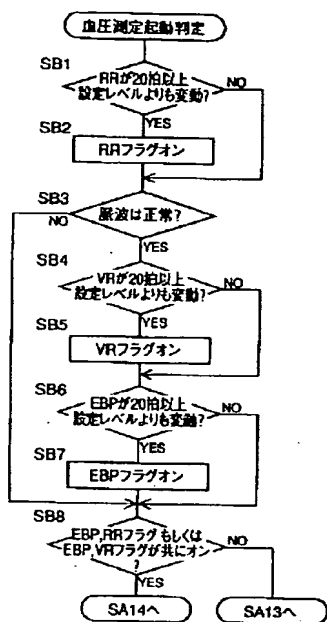
【図9】



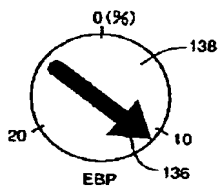
【図6】



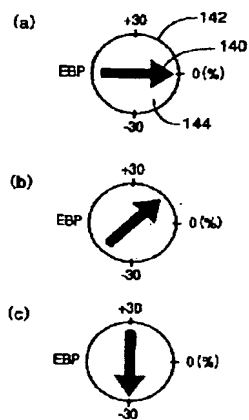
【図7】



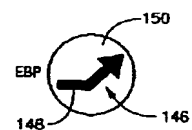
【図11】



【図12】



【図13】



BEST AVAILABLE COPY

フロントページの続き

(72)発明者 三輪 芳久
愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株
式会社内